

## ⑫ 公開特許公報(A)

平2-65854

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)3月6日

A 61 B 17/34

7242-4C

審査請求 未請求 請求項の数 19 (全13頁)

⑮ 発明の名称 改良された安全な套管針

⑯ 特 願 平1-173143

⑰ 出 願 平1(1989)7月6日

優先権主張 ⑱ 1988年7月6日 ⑲ イギリス(GB) ⑳ 8816033.8

⑳ 発 明 者 ホセ・シー・デニーガ アメリカ合衆国ニュージャージー州08822 フレミン  
ン・パウダーホーンロード 14㉑ 発 明 者 スチーブン・ジェイ・アメリカ合衆国ニュージャージー州07930 チェスター・  
フエイラ ドグウッドドライブ 39㉒ 出 願 人 エチコン・インコーポ アメリカ合衆国ニュージャージー州08876 サマービル・  
レーテッド ユーエスルートナンバー 22

㉓ 代 理 人 弁理士 小田島 平吉

## 明 細 書

## 1 【発明の名称】

改良された安全な套管針

## 2 【特許請求の範囲】

1. 基部端と末端を有する套管針管、穿孔端を有し且つ該管の末端において組織に穿孔するために該管を通して伸ばすことができる栓塞子、及び該栓塞子の穿孔端を保護するために伸ばすことができる安全保護具を有し、該安全保護具は該栓塞子の穿孔端を通すためのスロットを有する丸くなった末端を示し、該スロットは該栓塞子の穿孔端の形状に適合していることを特徴とする套管針。

2. 前記丸くされた末端は縦断面が半球状であり、そして前記栓塞子の穿孔端の形状は3つの側面を有するピラミッド状である特許請求の範囲第1項に記載の套管針。

3. 前記スロットは前記保護具の末端の3つの末端に伸びる半球状ローブによって境界が付けられており、そして該半球状ローブの基部の側面は、前記栓塞子の穿孔端を該スロットを通して伸ばす

ときに、該栓塞子の穿孔端の各切断縁の各々の側において相互に向い合っている特許請求の範囲第2項に記載の套管針。

4. 前記ローブの各々は、前記穿孔端を前記スロットを通して十分に伸ばすとき、前記栓塞子の穿孔端の一面と接触する内面を含む特許請求の範囲第3項に記載の套管針。

5. 前記スロットは、前記栓塞子の穿孔端の最も外側の半径方向の切断縁まで半径方向に伸びている特許請求の範囲第3項に記載の套管針。

6. 基部端と末端を有する套管針管、及び穿孔端を有し且つ該管の末端において組織に穿孔するために該管を通して伸ばすことができる栓塞子を有する套管針であって、

環状部材と密封的に係合する密封部材を含みそして該套管針管の基部端に近接して配置された弁を有し、該環状部材は該套管針管の縦方向の経路を取り囲み且つ該套管針管の該縦方向の経路に対して鋭角である面内にて方向付けられていることを特徴とする套管針。

7. 前記密封部材は螺旋的に取り付けられた基部端及び反対側の末端を有するフラップであり、該末端は、該フラップが前記環状部材上で封じられるとき、前記基部端よりも前記套管針管の先端により近くなる特許請求の範囲第6項に記載の套管針。

8. 前記套管針管の基部端に取り付けた小室を更に含み、前記弁は該小室内に位置している特許請求の範囲第7項に記載の套管針。

9. 前記環状部材は前記小室の基部端から先端方向に伸びている管状部材の末端に位置し、該管状部材は、前記栓塞子を通り抜けることができる縦方向の経路を規定しそして前記套管針管の縦方向の経路に対して鋭角的に方向付けられている面内に配置された環状の末端を有する特許請求の範囲第8項に記載の套管針。

10. 前記管状部材の基部端上に配置されたガスケットを更に含む特許請求の範囲第9項に記載の套管針。

11. 前記小室の外側に配置され且つ前記密封部材に結合されたレバーを更に含み、該レバーは

17. 前記増分的前進手段はねじ機構からなる特許請求の範囲第13項に記載の套管針。

18. 基部端と先端を有する套管針管、

穿孔端を有し且つ該管の先端において組織を穿孔するために該管を通して伸ばすことができる栓塞子、

該套管針管の基部端に配置されたハウジング、及び、

該套管針管の基部端に配置され、そして該套管針管の先端に対して力が及ぼされるとき該栓塞子の穿孔端が該套管針管の該先端より先に伸びることを許容するために該套管針管を基部方向に引き込ますことを可能にし、そして力が除かれたとき該套管針管が先端方向に伸びることを可能にする弾性手段、

から成ることを特徴とする套管針。

19. 前記弾性手段はばねから成り、前記套管針管は基部フランジを含み、前記ハウジングは受面を含み、そして該ばねは該フランジと受面の間に圧縮して取り付けられている特許請求の範囲第

前記弁を開いた状態に保持するための第1の位置と該弁を閉じさせて置くための第2の位置を有する特許請求の範囲第8項に記載の套管針。

12. 前記弁の遠位に前記小室の外側に配置された弁部材を更に含み、前記レバーは更に該弁部材と協働して該弁部材を開閉する特許請求の範囲第11項に記載の套管針。

13. 基部端及び先端を有する套管針管、及び穿孔端を有し且つ該管の先端において組織を穿孔するために該管を通して伸ばすことができる栓塞子を有する套管針であって、

該栓塞子の増分的な遠位への前進を可能にするために、該栓塞子と協働する、増分的前進手段を更に含むことを特徴とする套管針。

14. 前記増分的前進手段はラチェット機構である特許請求の範囲第13項に記載の套管針。

15. 前記ラチェット機構はカム部材を含む特許請求の範囲第14項に記載の套管針。

16. 前記増分的前進手段は歯止め時計がらなる特許請求の範囲第13項に記載の套管針。

18項に記載の套管針。

### 3 [発明の詳細な説明]

本発明は腹腔鏡検査法又は間接鏡検査法の遂行のための組織の穿孔のために用いる套管針 (trocar)、特に栓塞子 (obturator) 尖頭が組織を穿孔した直後に尖頭を保護するための安全装置を使用する套管針に関する。

本発明を要約すれば、栓塞子が組織に入った後に栓塞子の切断端を保護する、ばねで負荷された保護具を含む安全な套管針が提供される。保護具の先端は縦断面が半球状であり且つ切断端の形状に適合するスロットを有している。丸くされた保護具の先端は、切断端が組織を穿孔するやいなや、ばねにより前進して切断端を保護することが可能である。套管針管の末端を密封するために管の基部端に弁を配置する。弁は套管針管の縦軸に対して鋭角に方向付けられている。弁の開放を保つか又は弁をばね的に閉じることを許容する外部のレバーによって、弁を制御することができる。増分的な前進機構が栓塞子と協働して、栓塞子の増分

的な前進のみを許容する。別個の保護部品を用いる代りに、保護機能は、套管針管自体へのばね負荷により、栓塞子の先端が組織に入った後に套管針管をばねで進めて該先端を保護することによって提供することができる。

套管針は一般に、二つの主な部品、即ち、套管針管と栓塞子から成っている。套管針管を皮膚を通して挿入することによって、その管を通じて腹腔鏡検査法又は間接鏡検査法を遂行すべき体腔にアクセスする。皮膚の穿刺のために、套管針管の先端を皮膚に接して置き、その管中に栓塞子を挿入する。栓塞子の基部端を押すことによって、栓塞子の尖頭が体腔中に入るまで該尖頭を皮膚中に押し進める。この時点において、栓塞子によって作られた穿孔中に套管針管を挿入し、栓塞子を引き抜いて、体腔への進入路として套管針管を残す。

栓塞子の尖頭が皮膚とその下の組織に入れるためには、しばしば大きな力が必要であることが認められている。尖頭が最後に組織を突き破るとき、進入に対する抵抗が突然除かれ、栓塞子の尖頭が

で広げる必要がある。保護具がばねにより完全に体腔中に入れられることができるようになるのは、切開が保護具の直径に達したときのみである。栓塞子が長い、先細りにした切断端を有している場合には、この切断端は、安全保護具を放出するために十分に切開を拡大させるまでに、体中かなりの距離伸びなければならない。それ故、体腔への進入を果たした後、できる限り早く栓塞子の先端を保護するために、ばねの力で前方へはね進む安全保護具を提供することが望ましい。

本発明の原理により、丸くされた弾丸状の先端を有する套管針の栓塞子のための安全保護具が提供される。該栓塞子端の形状に適合するスロットがこの弾丸状先端中に形成されており、それを通して、皮膚を穿孔する間に栓塞子の先端が伸びる。該栓塞子の先端の形状に適合するこの先端により、栓塞子の先端から保護具の先端への滑らかな推移が与えられ、組織中で保護具が栓塞子先端にびったりと追従することを可能にする。丸くされた保護具の先端は、切開されたとき切開の周囲のきわ

体内の器官に達するまで急に進入する可能性があり、それは内部器官に裂傷及びその他の傷を生じさせるおそれがある。患者に対するこの危険を避けるために、套管針管内で栓塞子を取り囲んでいるばね負荷された管状の保護具を有する套管針が開発されている。栓塞子の尖頭が体を穿刺するとき、栓塞子が保護具を通すために十分な直径を有する穿刺孔を形成し終るまで、保護具の先端を皮膚に対して押し付ける。この時点において、ばね負荷された保護具に対する皮膚の抵抗力が消失し、保護具はばねの力で前方に体腔中へと伸び、栓塞子の尖頭を取り囲む。このようにして保護具は、体内の器官を栓塞子の尖頭との不適切な接触から保護する。このような安全保護具を包含する套管針は、例えば、米国特許第4,533,773号中に記されている。

しかしながら、このような套管針中の管状の保護具は、組織圧力の抵抗が十分に低下して安全保護具がばねの力ではね進むことを許容する前に、栓塞子によって形成された切開をかなりの直径ま

めて近くで皮膚と組織を押し付け、そして体腔中への進入を果すやいなや、ばねにより保護具が前方にはね返ることを可能とするように、切開の拡大を助ける。

栓塞子の挿入と引き込みの両方の間に、套管針管内で栓塞子が滑らかに滑ることが望ましい。この要求とは対立して、穿孔が管の寸法となるように、管とほとんど同一の直径を有する栓塞子を形成させることが必要である。かくして、栓塞子の外形と套管針管の内径の間の公差は一般に厳しい。套管針管と体腔に気体を吹き込むに当たって、栓塞子を取り除く間に、基部端を密封するために必要な、套管針管の基部端における弁によって、一層の複雑さが生じる。一般に蝶番式のフラップ又はトランペット弁の形態をとる弁は、ばね負荷によって栓塞子にもたれかかっており、これによって栓塞子を管から引き抜くときに弁が自動的に閉じることを確実なものとする。弁が栓塞子にもたれているので、それが栓塞子の進入と引き抜きを摩擦的に妨害し、時として套管針管内で栓塞子が

詰まって動かなくなるおそれすらある。

本発明の他の面によれば、弁を閉じたとき、套管針管の基部端内で、弁は套管針管に対して鋭角に方向付けられている。栓塞子の保護された先端又は内視鏡装置が角度をなして配置された弁を押すとき、栓塞子又は内視鏡装置の容易な進入が達成され、且つ角度をもった配置は套管針内における栓塞子又は装置及び弁の詰まりを最少にする。好適実施態様においては、気体嵌合部の操作と協調させて、気体の吹き込み、脱気及び弁の開鎖のために、離れた位置で弁を手で制御することができる。

栓塞子先端が組織に完全に入ったときの体腔中への栓塞子の突然の伸びを防止することによって、患者の一層の安全を確保することができる。本発明の更に別の面により、組織の穿刺が進行するときに栓塞子の増分的な前進のみを可能とする手段が提供される。このような増分的な前進は、例えば、ラチェット又はねじ機構によって与えられることができる。

且つ取り除くことができるように配置されており、これは開口20を通して取っ手及び套管針カニューレ中に挿入される。その基部端に栓塞子の取っ手26があり、また栓塞子の先端は尖頭28においてとがらせてある。第1図の安全な套管針は、套管針カニューレ10の先端12を組織に接して置き、次いで栓塞子の取っ手26を押すことによって軟かい組織中に穴を穿刺するために使用する。栓塞子の取っ手26に対して圧力を及ぼすと、套管針カニューレ10は套管針の取っ手16内のばね18を押し付け始め、そして套管針カニューレは取っ手16中に引っ込む。套管針カニューレの引っ込みは栓塞子の尖頭28を露出させ、尖頭28が組織を穿刺する。第2図には、套管針の取っ手16内に完全に圧縮されたばね18及び套管針カニューレの先端12よりも先に完全に露出した栓塞子の尖頭28が示されている。栓塞子の尖頭28が組織の内面を突き破ると、ばね荷重を受けた套管針カニューレは栓塞子24の周りで前方にはね返り、穿刺された組織の内側の体内器官と

ばね荷重された安全保護具を有する套管針及び套管針管の部品の複雑さを減じる装置によって、安全保護具を有する套管針の安全性を提供することは、一層望ましいことである。本発明の更に別の面により、套管針管はばねに負荷されそして安全保護具として使用される。かくして、栓塞子の尖頭が組織を貫通すると、套管針管がばねにより自動的に体腔中に前進し、これによって栓塞子の穿孔端の周りにおける保護を提供する。

本発明の原理に従って組立てられた安全な套管針を第1図に示す。この套管針は、開いた先端12及び開いたフランジ付きの基部端14を有する套管針管、すなわちカニューレ10を含む。基部端14は套管針の取っ手16中に取り付けられている。取っ手内にはばね18が配置されており、それは套管針カニューレ10のフランジ末端及び取っ手16内の留め19と接している。取っ手16の基部端には開口20が設けられ、ガスケットリング22で囲まれている。

套管針カニューレ内に栓塞子24が、滑動でき

の尖頭の不注意な接触を防止するように尖頭28を保護する。

第3図は別の安全な套管針を示しているが、この図中で先に第1図にて説明した要素に対しては同一の参照番号が付してある。第3図において、栓塞子24は弾丸状の先端をもつ保護具32に囲まれている。栓塞子保護具32は、その基部端に、栓塞子の取っ手26内のばね30と係合するようにフランジを有している。栓塞子保護具はその先端に細長いスロットをもつ弾丸状の先端34を有している。弾丸状先端34の末端部を、そのスロット36と共に第5a図に示す。スロット36は栓塞子保護具32の末端における弾丸状先端の外周へと半径方向に伸びていることがわかる。第3図中で、ばね18と30は、それらの圧縮されていない位置を示している。

先ず栓塞子の取っ手26に圧力を及ぼすと、第4図に示すように、栓塞子の取っ手内のばね30は圧縮される。このばね30の圧縮は、第5b図中に示すように、栓塞子の尖頭28がスロット

36を通して保護具の弾丸状先端よりも先へ伸びることを生じさせる。更に取っ手に圧力を加えると、套管針カニューレによるばね18の圧縮が生じ、次いで栓塞子の尖頭が套管針カニューレ10の先端から外に伸び始める。伸びた栓塞子の尖頭は次いで、套管針カニューレの先端において尖頭が組織の内側表面を突き破るまで組織を穿刺する。その時点において、套管針の先端における抵抗力が除かれて、ばね18が套管針カニューレ10を栓塞子の尖頭28の周りに前方に伸ばす。栓塞子及び栓塞子の取っ手を套管針カニューレから引き出すとき、弾丸状の先端をもつ保護具は使用後の栓塞子の尖頭を保護し続ける。ばね負荷された套管針カニューレ10は体内器官の偶発的な穿刺に対する防護を与え、そして保護具12は套管針カニューレから栓塞子を引き出した後の使用者の危険に対する保護を与え続ける。

保護具32の弾丸状先端34を第6～8図中に拡大図として示す。第6図は星形のスロット36を有する弾丸状先端34の拡大末端図である。第

端12から伸びるように套管針カニューレが套管針の取っ手16内で圧縮されている套管針の斜視図である。この器具の先端の末端図を第10図に示す。第11a図は第9図の器具の先端の拡大側面図であり、この場合に弾丸状先端34は伸びているが星形の栓塞子の尖頭28はまだ保護具内に引っ込んでいる。第11b図においては、弾丸状先端34のスロット36から伸びている栓塞子の尖頭28が示されている。

第12～12d図は第6～8図に類似し、三角形の尖頭をもつ栓塞子と共に用いる場合の保護具32の弾丸状先端を示している。第12図は、保護具の側に沿って伸びているスロット36aと共に弾丸状先端34を断面として示している。第12a図は弾丸状先端の末端図であり、保護具の周囲へと伸びている三角形のスロット36を示している。第12b、12c及び12d図は第12図のB、C及びDの区域に対してとった、断面図である。

三角形の尖頭をもつ栓塞子をもつ套管針の操作

7図の側面図において、スロット36は、36aで示すように、保護具の後方に向かって伸びていることがわかる。星形とした栓塞子の尖頭の鋭い縁は、かくしてスロット36a中を半径方向に保護具の外周へと伸び、それ故、保護具32の外形と同じ直径の穿刺孔を切る。穿刺孔が保護具と同一の寸法であるとき、栓塞子の尖頭が組織の内側表面を突き破ったときに、保護具は栓塞子の尖頭を保護するために容易にばねによって前進することが可能となる。第8図中の弾丸状先端の断面図は、栓塞子の尖頭の縁がその中で滑動するスロット36aの後方延長部、及び、栓塞子の軸のために先端の近くの保護具内で広がった内径39を示している。保護具の弾丸状先端部は穿刺組織中への侵入を助け、そして栓塞子小面とカニューレとの間の融合を改善し、これによってばね負荷されたカニューレの応答性を向上させる。

第3～8図の弾丸状先端をもつ保護具を有する套管針の操作を第9～11図に示す。第9図は、保護具の弾丸状先端34が套管針カニューレの先

を第13～15b図に示す。第13図は套管針カニューレの先端において保護具の弾丸状先端34が覆われるように套管針カニューレが取っ手16中に押し込まれている状態にある套管針の斜視図である。栓塞子の取っ手上の指示は「オン」の位置にあって、使用者に対して栓塞子の尖頭28が弾丸状先端をもつ保護具32内に引っ込んでいることを示している。第14図は器具の先端と三角形のスロット36内の栓塞子の三角形の尖頭28を示す。第15a図は、栓塞子の尖頭はまだ弾丸状先端内にあるが、保護具32の弾丸状先端34は套管針カニューレ10の先端から伸びている状態を示している。第15b図は伸びた状態にある栓塞子の尖頭28を示している。栓塞子の尖頭28の縁29は保護具の直径と同じ直径の穿刺孔を切るように、弾丸状先端をもつ保護具32の外周へと十分に伸びていることがわかる。丸くされた弾丸状先端34の3つの半円形のフィンガーは、穿刺孔をつくるときに、保護具32が栓塞子の尖頭28の周りにばねによって前方に進むにつれて、

3つの向い合う組織の組織片をわきに折る。その上、丸くされた弾丸状先端のフィンガーを組織に対して押し付けることによって生じる皮膚の傷は管状の保護具によって生じる傷よりも小さい。

短かい栓子の尖頭の延長部のみを必要とする栓子と保護具の実施態様を第27図と第28図に示す。この実施態様においては、末端のスロット36から保護具の側面に沿って伸びるスロット36aは存在しない。その代りに、栓子の尖頭28は、保護具の内径34'内で、尖頭の外側の縁において半径の寸法31に切るのみである。この半径に切る従来の器具においては、栓子の尖頭は、栓子の尖頭28と丸い軸33の混合部(blend)37まで、保護具から外に伸びていなければならない。図示の実施態様においては、尖頭の直径いっぱいの切開を達成するために、弾丸状先端をもつ保護具34からこの半分の距離だけ栓子末端が伸びていれば十分である。

第27及び28図の実施態様においては、保護具の半球の弾丸状先端は、栓子の尖頭28が通

弾丸状の先端をもつ保護具と適応するように穿孔孔の縁を広げ、次いで尖頭が組織を通り抜けるやいなや、保護具は栓子の尖頭を保護するための前方にはね返る。

第16及び17図は、本発明の安全な套管針と従来の器具の操作を比較している。両図は共に栓子の尖頭が組織を丁度突き破ったときの套管針を示している。第17図は公知の器具の操作を示し、この場合には栓子の尖頭のための保護具は管状の保護具44である。この保護具は45で示すように穿孔する皮膚と係合する。この保護具は45における皮膚の抵抗を克服することはできず、栓子がRmで示すような半径をもつ穿孔孔を生じるまで栓子の尖頭を保護するために前方にはね返ることはできない。このようなことが生じるとき、栓子の尖頭28は既に十分に体内にあって、体内の器官を既に傷付けているおそれがある。これに対して、弾丸状の先端をもつ保護具34は、第16図中の35で示した点における穿孔部位の外側で組織に接触する。これらの接触点は栓子

り抜けて伸びるスロットを規定する、それぞれ、半円形末端135a、135b及び135cを有する、3つの末端ローブ(lobe)から成っていることがわかる。三角形のピラミッド状の栓子の尖頭28は面128a、128b及び128cの3つの実質的に平らな表面を有し、それらは37で示す栓子の円筒形の軸に融合するようになっている。第28図には、各ローブ134a、134b、及び134cは実質的に平らな内面136a、136b、136cを有するように厚くしてあることを示しているが、この図中にはその中の1つのみが示されている。この内面は、尖頭をいっばいに伸ばすときに栓子の尖頭の該当する面の基部表面に接触し且つ適合し、その時点において、それぞれの厚くしたローブの基部端137a、137b、137cは実質的に各面の融合部37と整列している。かくして、弾丸状先端の形状は栓子の尖頭の形状とほぼ整列し、且つローブは尖頭の面に対して適合し、尖頭が穿孔孔を切るとき、その孔中へと尖頭に付き従う。ローブは

の先端28からの遠かに小さい半径Rdのところにある。このより小さい半径は、先端34の球状の形状と共に、従来の管状の保護具よりも遠かに早い時期に弾丸状の先端をもつ保護具が穿孔孔中を前方にはね進むことを可能とし、これによって保護具が組織を突き抜けるやいなや栓子の先端28を保護する。

このすぐれた保護作用によって、套管針は、ばね負荷された套管針カニューレなしに、単にばね負荷された保護具34の保護作用にのみ頼ることができる。この種の実施態様を第18図に示す。套管針カニューレ70は、その基部端においてカニューレの取っ手16に取り付けてある。栓子保護具32及び栓子は套管針カニューレ70内を滑動する。保護具32の基部端におけるフランジ66はばね30と係合し、且つ栓子の取っ手26中の通路68内で滑動可能に係合されている。保護具の弾丸状の先端34は套管針カニューレの先端の先に伸びているが、栓子の尖頭28はまだ保護具内に引っ込んでいることが示されている。

弾丸状の先端34が穿刺する組織に接触するとき、ばね30が圧縮され、栓塞子の尖頭28は弾丸状先端の先に伸びて皮膚を穿刺する。尖頭が組織を突き破ると、弾丸状先端をもつ保護具が穿刺孔中をはね戻って体内の尖頭28を保護する。

体から栓塞子を引き抜く前又は後に、一般に、穿刺部位における体に空気を吹き込む。穿刺孔を通じて空気が逸出することを防ぐために、一般に、套管針カニューレと取っ手は空気の漏れを防ぐための弁機構を備えている。第19図は套管針の取っ手16の断面図であって、図中に基部中空円筒状通路80が示してあるが、その先端は斜めになっている。通路80の先端にはフラップ弁74があり、それは75で蝶番留めしてある。通路80の先端と接触するフラップ弁の側に、ゴム状の密封パッド78が配置されている。通路80の基部端には取り外しができるガスケット72があり、ガスケット72は開口73を有している。異なる直径の開口をもつガスケットを用いることにより、多くの異なる寸法の器具において套管針を使用す

ることを防ぐ。フラップ弁74と基部のガスケット72との間の距離は、保護具がガスケットから取り除かれる前に弁が完全に閉じることを確実にものとする。その上、第20図の套管針の設計は使用者が選択的に栓塞子の尖頭を露出させ又はそれを保護具中に引き込ますことを可能にする。

何らかの外科手順の間に栓塞子による組織の穿刺を生じさせるためには、かなりの量の力を必要とする。穿刺が達成されたときの背圧の突然の解放は、しばしば、栓塞子が組織を突き破り体内の器官に傷を付ける可能性をもたらす。第22図は、この危険な突き破りと体中への栓塞子の進入を防止する套管針を示す。栓塞子の取っ手内に栓塞子又は保護具32に結合された機構92が位置しており、機構92は栓塞子の増分的な前進のみを許容する。第22図において、この機構92を回動する歯付きカム94として示すが、これは保護具32上の対応する歯96と係合する。戻しばね98がカム94の基部端に結合されており、それによって機構92はラチェット状の働きを示し、僅

ることが可能となる。通路の80の内径は、保護具の周りのシールを提供するガスケット72を有する通路中を保護具32が平滑に滑ることができるような寸法である。第21図は、套管針の取っ手16、栓塞子の取っ手26、通路80及びガスケット72の拡大図である。

第20図は套管針カニューレ70内に完全に挿入された保護具32と栓塞子24を示している。穿刺を行ったのち、保護具32と栓塞子24を套管針カニューレから引き出し、そして保護具32が通路の先端を通過するとき、通路80の先端に対してフラップ弁74が振れて閉じる。フラップ弁はばね76の力によって振れて閉じる。通路80の先端は、かくして、保護具がガスケット72において通路80の基部端をまだ閉じている間に、空気の漏れに対して確実に密閉される。通路80の角度を付けられた先端は、フラップ弁が保護具又は何らかの内視鏡器具によって容易に押し開かれることを可能にし、且つフラップ弁が閉じるときに密封パッド78と通路の間で保護具がつかえ

かずつ増大する距離における栓塞子の伸びを許容する。機構92は体中へ全距離「P」のみ栓塞子が伸びることを許容するが、それは望ましい直径の穿刺を与えるために十分なものである。ラチェット機構92は、使用することができる機構の種類の一例にすぎない。他の適当な機構は、直線的又は回転式二重歯止め時計がんだい(double pawl clock escapement)、又は粗いピッチのねじ作用を含み、これによって栓塞子の取っ手を回転させるにつれて栓塞子が増分的に前進する。これらのいずれか又はその他の適当な機構は、栓塞子の増分的な前進のみを許容しながら、組織中に栓塞子が前進していることを指示し、外科医への触知できるフィードバックを提供する。

第23～26図は、体への空気の吹き込みを調節することを可能とするための套管針の取っ手に対する制御を示す。この制御は套管針の取っ手の上端に配置された回動可能に取り付けられたレバー100を含む。100は3つの異なる位置、オフ、吹き込み及び脱気へと移動させることができ

る。レバー100のすぐ前の位置に、取っ手16の内部に通じる通路108上に配置された、吹き込み嵌合部102がある。レバーの回転軸104にキー106が結合されており、それがレバーと共に回転する。

第25図は取っ手の上部を除去して示した取っ手16の平面図である。この図中で、キー106は、それぞれ上方に伸びる中心のくぼみをもつ、2つの耳112及び114を有していることがわかる。レバーと共にキーを回転させると、くぼみは取っ手の上面に沿って弧を描く。この移動する弧の中に通路108及び2つの突起120と122が位置しており、後者はキーの耳112と114上のくぼみに対する回転止めの位置として働く。キー106の基部延長部上に指示部110が設けられており、それは取っ手16内のフラップ弁74の上向きの延長部75に対している(第24図)。第24図は、通路80の角度を付けられた先端が通路の先端の周りに配置された、それ自体の円形のカスケット78を有すること

ができることを示している。

レバー100を「オフ」の位置に回転させると、キーの耳112上のくぼみが突起120中にかちりとはまり且つキーの耳114上のくぼみが吹き込み通路108の内側末端中に嵌合し、これによって通路を閉じる。通路108を閉じると、套管針カニューレ70、套管針の取っ手16及び体の内部の加圧空気が吹き込み嵌合部から漏れることがない。フラップ弁74は、この時点において通路80の先端を封じる。

体中に気体を吹き込むことを望むとき、加圧気体源を吹き込み嵌合部から102に接続し、第23、24及び25図に示すように、レバーを「吹き込み」の位置に移動させる。この位置において、通路108はキー106によって遮断されておらず、加圧気体は取っ手と套管針カニューレの内部に吹き込み嵌合部102を通じて入り、体に吹き込むことができる。体に適当に気体を吹き込み終わった後に、レバー100を「オフ」の位置に戻して套管針中の加圧気体をシールすること

ができ、そして気体源を嵌合部102から外せばよい。体中の気体を除くことを所望する場合、レバー100を第26図に示すように「脱気」の位置に回転させる。レバーの回転によって、キーの指示部110がフラップ弁延長部75と接触しそして通路80の先端における密封位置からフラップ弁の掘れを生じさせる。かくして、取っ手及び套管針カニューレ内の加圧気体は、通路80を通じて排気される。キーがその止めの金の位置まで掘れると、キーの耳114上のくぼみが突起122中にかちりと合い、キーの耳112上のくぼみが通路108を封じて、通路108及び吹き込み嵌合部102を通しての空気の排気を妨げる。

#### 4 【図面の簡単な説明】

第1～4図は栓塞子の穿孔端の保護を提供するための套管針管の使用を示す。

第5a～8図は弾丸状先端をもつ套管針安全保護具を示す。

第9～11b図及び18図は弾丸状先端をもつ保護具を有する套管針の動作を示す。

第12～12d図は三角形の尖頭をもつ栓塞子と共に使用するときの弾丸状先端をもつ安全保護具を示す。

第13～15b図は弾丸状先端と三角形の尖頭をもつ栓塞子を有する套管針の動作を示す。

第16及び17図は弾丸状先端及び管状の先端をもつ安全保護具を有する套管針による組織の穿孔を示す。

第19～21図は套管針管の基部端において角度を付けられて配置された弁を有する套管針を示す。

第22図は套管針の栓塞子の増分的な前進のみを許容する装置を示す。

第23～26図は体中への吹き込みを調整するための套管針に対する制御を示す。

第27及び28図は保護具の先端からの栓塞子の短い伸びのみを必要とする栓塞子及び保護具を示す。

図中、10、70…套管針管、12…套管針管の先端、14…套管針管の基部端、16…套管針



管の取っ手、18、30…ばね、20…開口、24…栓塞子、26…栓塞子の取っ手、28…尖頭、29…尖頭の縁、32…保護具、33…軸、34…弾丸状先端、36、36a…スロット、68、80…通路、72…ガスケット、74…フラップ弁、78…密封パッド、92…機構、100…レバー、102…吹き込み联合部、104…回動軸、106…キー、112、114…耳、110…指示部、134a、134b、134c…ロープ、である。

特許出願人 エチコン・インコーポレーテッド

代理人 弁理士 小田島 平 吉

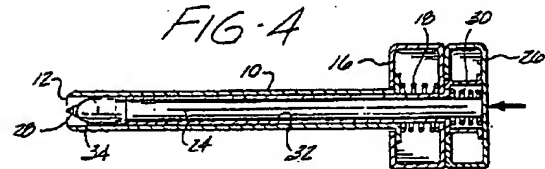
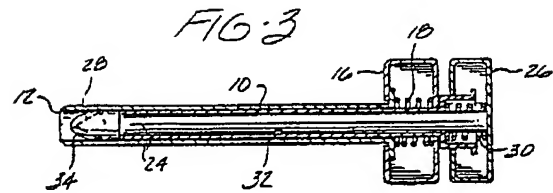
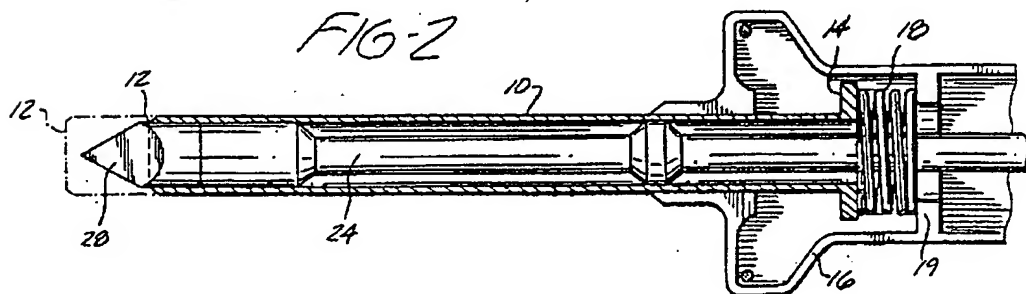
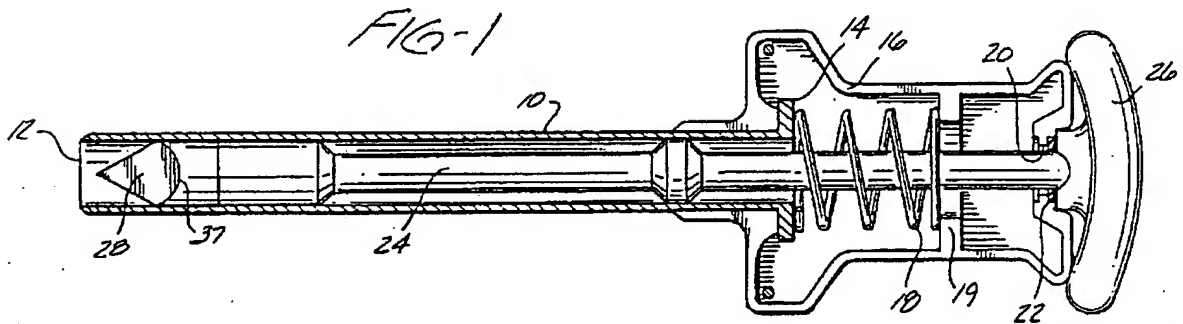


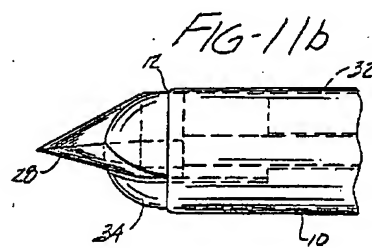
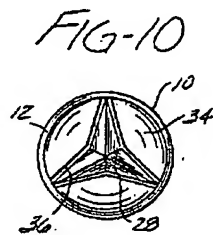
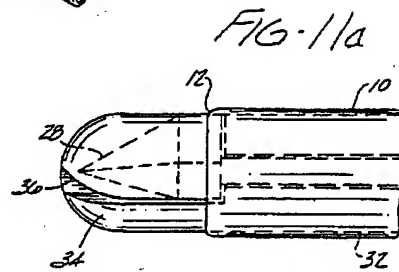
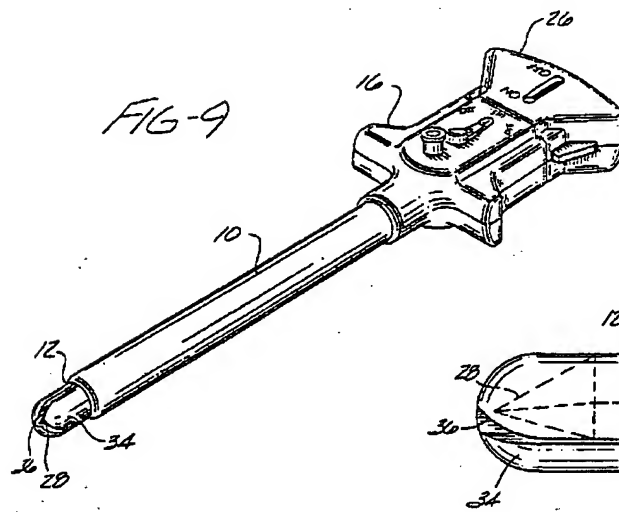
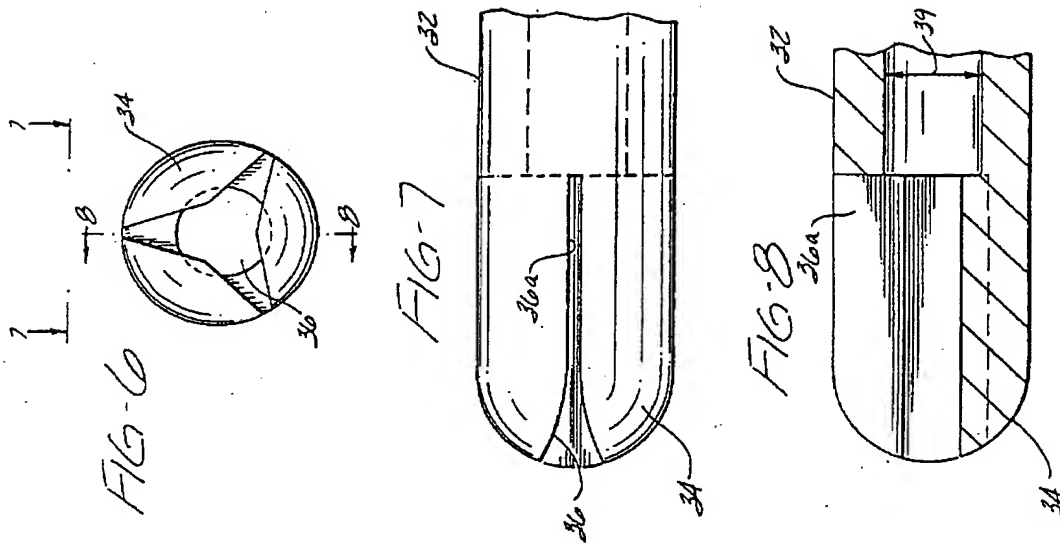
FIG. 5a



FIG. 5b



BEST AVAILABLE COPY



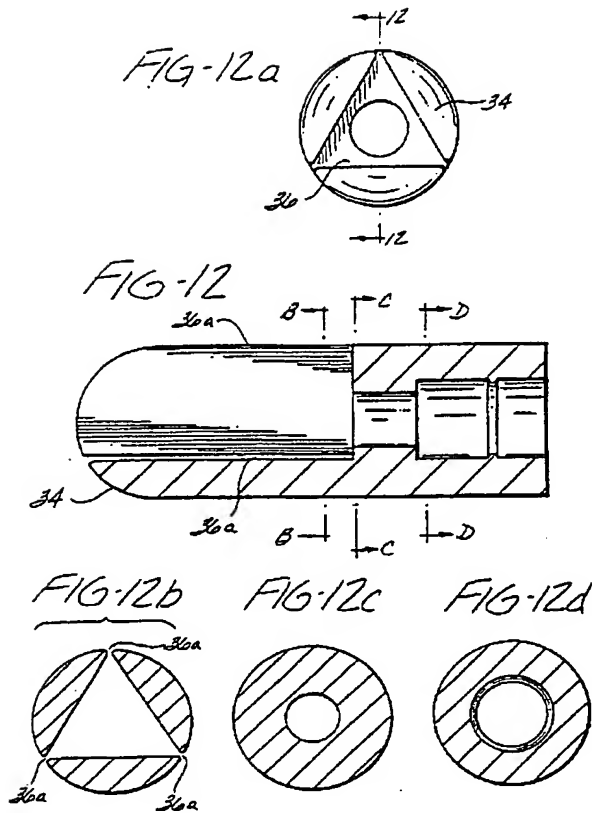


FIG-17

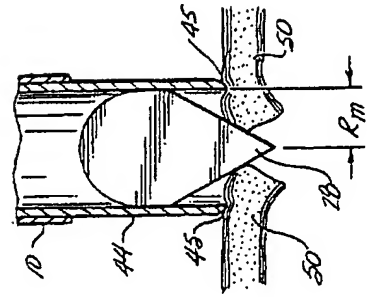
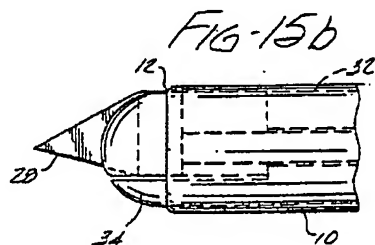
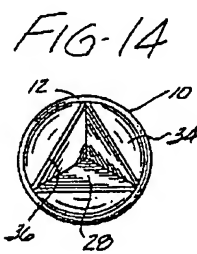
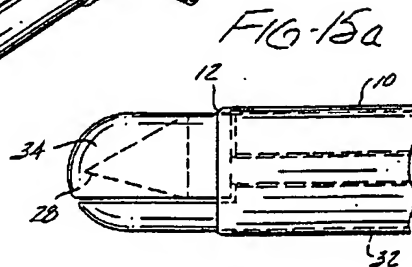
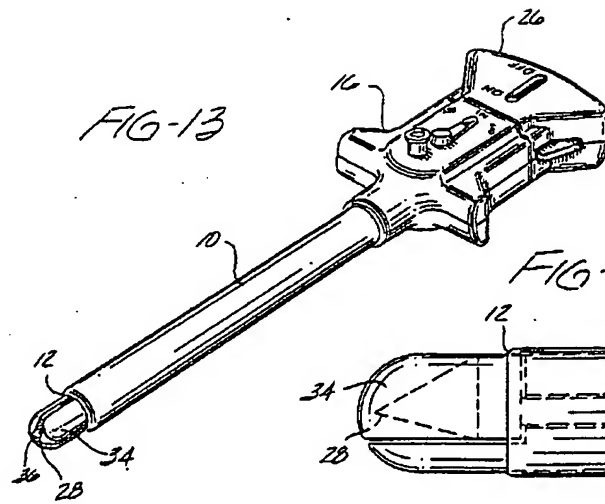
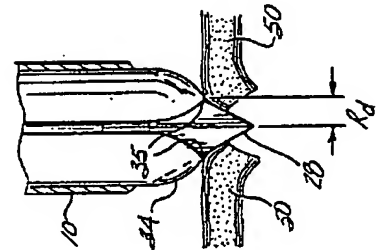


FIG-16



BEST AVAILABLE COPY

FIG-19

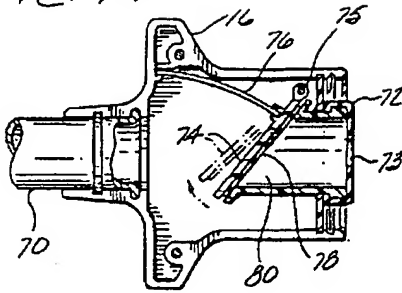


FIG-20

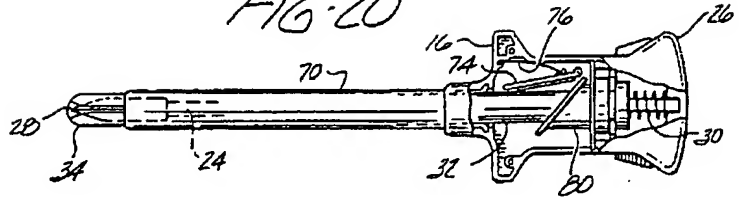


FIG-18

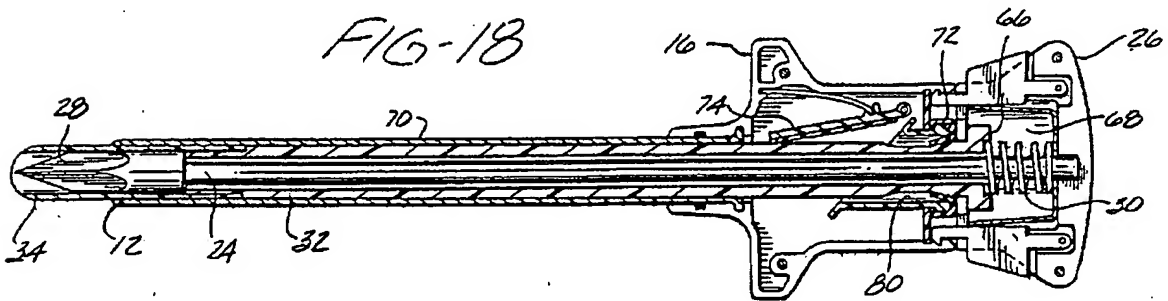


FIG-21

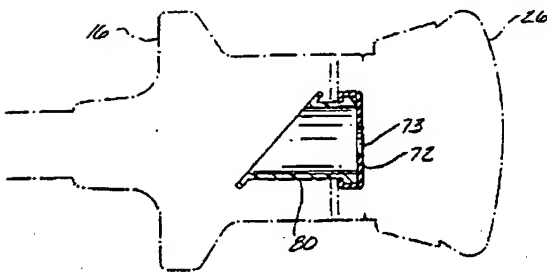


FIG-25

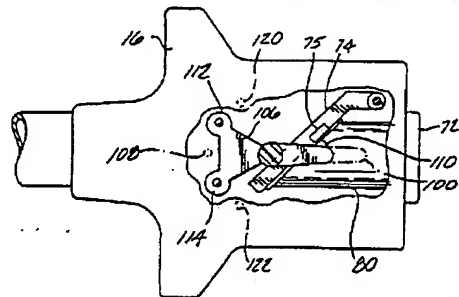


FIG-22

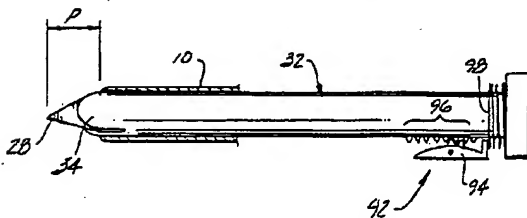
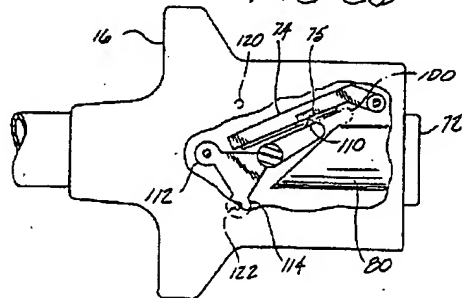


FIG-26



BEST AVAILABLE COPY

FIG-23

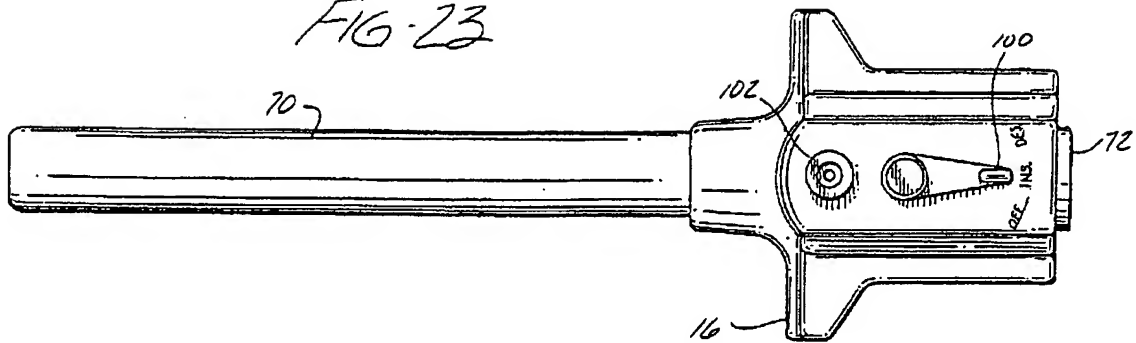


FIG-24

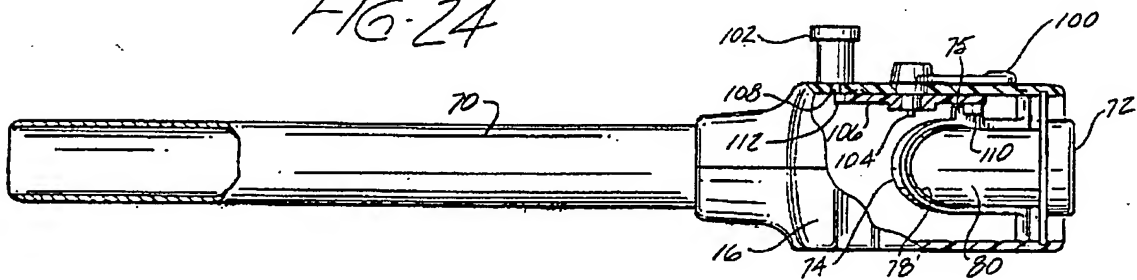


FIG-27

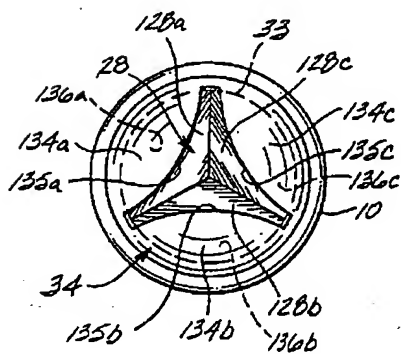


FIG-28

